

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-87782

(P2011-87782A)

(43) 公開日 平成23年5月6日(2011.5.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2009-244114 (P2009-244114)
(22) 出願日 平成21年10月23日 (2009.10.23)(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 谷川 俊一郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE10 JB36 JB41
JB48 JC11 JC16 JC23 JC37
KK02 KK19 KK50

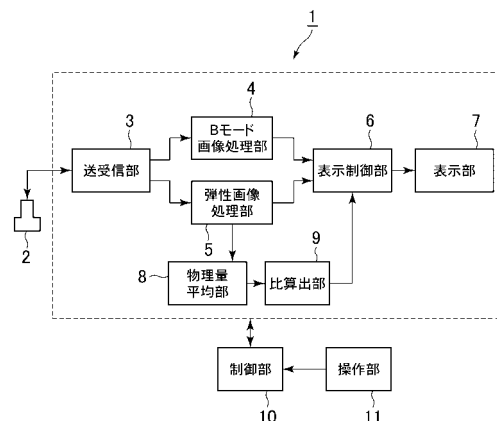
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に基づいて生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部を有する弾性画像処理部5と、前記物理量に基づいて作成された弾性画像を表示する表示部7と、この表示部7における弾性画像の表示を制御する表示制御部6と、前記物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部8と、予め設定された物理量の平均値に対する物理量平均部8による算出値の比を算出する比算出部9と、を備え、前記表示制御部6は、前記比算出部9による比較結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、

前記弾性画像作成領域における前記物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、

該物理量平均部による算出値を、予め設定された前記物理量の平均値と比較する比較部と、を備え、

前記表示制御部は、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記物理量平均部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均算出を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記比較部は、前記比較結果として、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記比較部による比較結果を報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、

前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、とを備え、

前記表示制御部は、前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記相関係数平均部による算出結果を報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

10

20

30

40

50

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、
所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、
予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、
前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、
前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を備え、
前記表示制御部は、前記乗算部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記乗算部は、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値との重み付け演算を行なうことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記乗算部による乗算結果を報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

20

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、

所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、

予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、

30

前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、

前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、

前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果のうちのいずれかを選択するための指示入力を行なう操作部と、を備え、

前記表示制御部は、前記操作部において選択された算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果のうち、前記操作部において選択された算出結果を報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 12】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、

50

所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、

予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、

前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、を備え、

前記表示制御部は、前記比算出部の算出結果及び前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

前記比算出部の算出結果又は前記相関係数平均部の算出結果のいずれかを報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、

該乗算部の算出結果を報知する報知部と、

を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

生体組織に対する圧迫とその弛緩を行ないながら超音波を送受信して得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって、生体組織における各部の弾性に関する物理量を、圧迫とその弛緩に応じた正負の符号を伴って算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、

前記表示制御部は、一のフレームにおける前記正負の符号の割合に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させない

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、

前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と

該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、を備え、

前記表示制御部は、所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像に代えて所定の代替弾性画像を表示させる

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

前記代替弾性画像は、前記エラーフレーム以前の数フレーム分の弾性画像データを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記代替弾性画像は、直前に表示された弾性画像のデータと、前記エラーフレームではない最新のフレームの弾性画像データとを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記直前に表示された弾性画像のデータは、エラーフレームの弾性画像データを含まない過去の数フレームの弾性画像データを重み付け加算処理して得られたデータであること

10

20

30

40

50

を特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記代替弾性画像は、前記エラーフレームの弾性画像データと該エラーフレーム以前の弾性画像データとを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記代替弾性画像は、前記エラーフレームの直前に表示されたフレームの弾性画像であることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。この種の超音波診断装置において、弾性画像は次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、超音波プローブによって体表面からの圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行い、エコー信号を取得する。そして、得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色相情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）などを算出している。

20

【0003】

前記物理量の算出手法の一例についてもう少し説明すると、まず時間的に異なる同一音線上の二つのエコー信号に、所定のデータ数分の幅を有する相関ウィンドウをそれぞれ設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量を算出する。例えば特許文献 2 では、相関ウィンドウ間で相関演算を行なうことによって、両エコー信号の波形のずれを算出し、この波形のずれを変位とみなしている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 118152 号公報

【特許文献 2】特開 2008 - 126079 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、圧迫動作から弛緩動作に変わるとき、あるいはその反対に弛緩動作から圧迫動作に変わるときは、圧迫動作も弛緩動作もなされない瞬間が存在することがある。また、特に慣れていない操作者が操作を行なう場合には圧迫及びその弛緩が弱いことがある。このように圧迫又は弛緩の度合いが足りず、生体組織の変形が不十分な場合には、相関演算の算出値が生体組織の弾性の違いに応じた差となって現れないことがある。この場合、算出された物理量は、生体組織の弾性を正確に反映したものとならない。

40

【0006】

一方、圧迫とその弛緩の度合いが過剰である場合には、生体組織に横ずれが生じることがある。このような場合に取得されたエコー信号には横ずれによるノイズが含まれ、相関演算における相関係数が低くなるおそれがある。また、圧迫とその弛緩の度合いが過剰であると、生体組織の変形が大きすぎ、二つのエコー信号に設定される相関ウィンドウのマッチングがとれずに相関係数が低くなるおそれがある。ここで、相関演算における相関係数が低くなると、生体組織の弾性を正確に反映した物理量を得ることができない。

50

【 0 0 0 7 】

また、超音波の反射体が少ない領域や送信超音波が減衰によって到達しにくい生体組織の深部などにおいては、エコー信号の強度が不十分となる。このように信号強度が不十分なエコー信号についての相関演算の相関係数は低くなる。また、前記超音波プローブの圧迫とその弛緩の方向が超音波の音線方向と一致していない場合、上述の横ずれが生じるため、このような状態で取得されたエコー信号についての相関演算の相関係数も低くなる。従って、これらの場合にも、生体組織の弾性を正確に反映した物理量を得ることができない。

【 0 0 0 8 】

以上のように、生体組織の弾性を正確に反映していない物理量が得られ、このような物理量に基づいて作成された弾性画像は、実際の生体組織の弾性を反映した画像になっていない。従って、生体組織の弾性を正確に把握することができないおそれがある。

【 0 0 0 9 】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、前記弾性画像作成領域における前記物理量の平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、該物理量平均部による算出値を、予め設定された前記物理量の平均値と比較する比較部と、を備え、前記表示制御部は、前記比較部による比較結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記物理量平均部は、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記比較部は、前記比較結果として、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 3 】

第4の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、前記比較部による比較結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 4 】

第5の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、とを備え、前記表示制御部は、前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

第 6 の観点の発明は、第 5 の観点の発明において、前記相関係数平均部による算出結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 6 】

第 7 の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、を備え、前記表示制御部は、前記乗算部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 7 】

第 8 の観点の発明は、第 7 の観点の発明において、前記乗算部は、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値との重み付け演算を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 0 0 1 8 】

第 9 の観点の発明は、第 7 , 8 の観点の発明において、前記乗算部による乗算結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 9 】

第 1 0 の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果のうちのいずれかを選択するための指示入力を行なう操作部と、を備え、前記表示制御部は、前記操作部において選択された算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

30

40

【 0 0 2 0 】

第 1 1 の観点の発明は、第 1 0 の観点の発明において、前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果のうち、前記操作部において選択された算出結果を報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 1 】

第 1 2 の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

50

前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する物理量平均部と、予め設定された前記物理量の平均値に対する前記物理量平均部による算出値の比を算出する比算出部と、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均をフレーム毎に算出する相関係数平均部と、を備え、前記表示制御部は、前記比算出部の算出結果及び前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0022】

第13の観点の発明は、第12の観点の発明において、前記比算出部の算出結果又は前記相関係数平均部の算出結果のいずれかを報知する報知部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0023】

第14の観点の発明は、第12の観点の発明において、前記比算出部の算出値と、前記相関係数平均部の算出値とを乗算する乗算部と、該乗算部の算出結果を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0024】

第15の観点の発明は、生体組織に対する圧迫とその弛緩を行ないながら超音波を送受信して得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって、生体組織における各部の弾性に関する物理量を、圧迫とその弛緩に応じた正負の符号を伴って算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、前記表示制御部は、一のフレームにおける前記正負の符号の割合に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像を表示させないことを特徴とする超音波診断装置である。

20

30

【0025】

第16の観点の発明は、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、生体組織の弾性画像データを、超音波の送受信面における弾性画像作成領域について作成する弾性画像データ作成部と、前記弾性画像データに基づく弾性画像を表示する表示部と、該表示部における弾性画像の表示を制御する表示制御部と、を備え、前記表示制御部は、所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像に代えて所定の代替弾性画像を表示させることを特徴とする超音波診断装置である。

【0026】

第17の観点の発明は、第16の観点の発明において、前記代替弾性画像は、前記エラーフレーム以前の数フレーム分の弾性画像データを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0027】

第18の観点の発明は、第16の観点の発明において、前記代替弾性画像は、直前のフレームで表示された弾性画像のデータと、前記エラーフレームではない最新のフレームの弾性画像データとを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0028】

第19の観点の発明は、第16の観点の発明において、前記直前のフレームで表示され

50

た弾性画像のデータは、エラーフレームの弾性画像データを含まない過去の数フレームの弾性画像データを重み付け加算処理して得られたデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 2 9 】

第 2 0 の観点の発明は、第 1 6 の観点において、前記代替弾性画像は、前記エラーフレームの弾性画像データと該エラーフレーム以前の弾性画像データとを重み付け加算処理して作成された弾性画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 3 0 】

第 2 1 の観点の発明は、第 1 6 の観点の発明において、前記代替弾性画像は、前記エラーフレームの直前に表示されたフレームの弾性画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、前記生体組織における各部の物理量の前記弾性画像作成領域における平均値と、予め設定された前記物理量の平均値とを比較した比較結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されない。ここで、生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったり、また過剰であったりする場合、前記比較結果に反映される。従って、前記比較結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像を表示させないことにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示することができる。これにより、生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる。

20

【 0 0 3 2 】

また、前記物理量平均部により、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均値は、エコー信号の強度が不十分な部分、生体組織の横ずれが生じている部分など、相関係数が低い部分の変位が除かれて得られた平均値である。従って、このような平均値と予め設定された前記物理量の平均値との比較結果は、生体組織に対する圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれているか否かをより正確に示すものとなる。以上より、前記比較結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像を表示させないようにすることで、生体組織に対する圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれている状態で取得されたエコー信号に基づく弾性画像のみをより確実に表示させることができる。

30

【 0 0 3 3 】

また、他の発明によれば、前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数の前記弾性画像作成領域における平均が算出され、その算出結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されない。ここで、例えば生体組織に対する圧迫とその弛緩が過剰であったり、エコー信号の強度が不十分であったりすると相関係数の平均は低くなる。従って、相関係数の平均に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像を表示させないようにすることにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができる。これにより、生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる。

40

【 0 0 3 4 】

また、他の発明によれば、所定の閾値以上の相関係数の相関演算が行なわれた相関ウィンドウについて得られた物理量の平均値を用いて前記比算出部によって算出された算出値と、前記相関係数平均部によって算出された算出値とを前記乗算部によって乗算し、この算出結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されない。ここで、前記乗算によって得られた算出結果は、生体組織への圧迫とその弛緩の度合いの要素と、相関係数の要素とが加味されたものである。従って、このような算出結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像が表示されないの、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができ、生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる。

50

【 0 0 3 5 】

また、他の発明によれば、前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果のうち選択された算出結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されないので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができる。また、前記比算出部の算出結果、前記相関係数平均部の算出結果又は前記乗算部の算出結果を選択することができるので、エラーフレームに該当するか否かを異なる基準で判定することができ、より適切な弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 3 6 】

また、他の発明によれば、前記比算出部の算出結果及び前記相関係数平均部の算出結果に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されないので、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみの表示をより確実にすることができる。

10

【 0 0 3 7 】

また、他の発明によれば、生体組織に対する圧迫とその弛緩に応じた正負の符号の割合に基づいて所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像は表示されない。ここで、圧迫とその弛緩が適切になされている場合、一のフレームにおける物理量は、同一符号の割合が高くなる。一方で、圧迫とその弛緩が適切になされていない場合、一のフレームにおける物理量は、同一符号に偏ることはない。従って、一のフレームにおける前記正負の符号の割合に基づいて、所定の基準を満たさないエラーフレームの弾性画像を表示させないことにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができる。

20

【 0 0 3 8 】

さらに、他の発明によれば、エラーフレームの弾性画像に代えて所定の代替弾性画像を表示させることにより、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を表示させつつ、弾性画像が表示されないフレームがあることによる断続的な弾性画像の表示となることを防止することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

30

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置における一部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 B モード画像データ及び弾性画像データの作成の説明図である。

【 図 4 】 図 1 に示す超音波診断装置における表示部の表示の一例を示す図である。

【 図 5 】 弾性画像データを作成する際における物理量の算出を説明するための図である。

【 図 6 】 比算出部で用いられる関数のグラフを示す図である。

【 図 7 】 エラーフレームにおいて、B モード画像のみからなる超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 8 】 第一実施形態の第一変形例の説明図である。

【 図 9 】 第一実施形態の第一変形例において、フレーム F 4 がエラーフレームではない場合の説明図である。

40

【 図 1 0 】 第一実施形態の第一変形例において、フレーム F 4 がエラーフレームである場合の説明図である。

【 図 1 1 】 第一実施形態の第一変形例において、代替弾性画像の作成手法の他例を説明するための図である。

【 図 1 2 】 第一実施形態の第二変形例の概略構成を示すブロック図である。

【 図 1 3 】 クオリティ表示が表示された表示部を示す図である。

【 図 1 4 】 表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

【 図 1 5 】 表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

50

【図 1 6】表示部の表示の一例を示し、時間の経過とともにクオリティ表示が左から右へ流れるように表示されることを説明するための図である。

【図 1 7】表示部の表示の一例を示し、クオリティ表示の他例を示す図である。

【図 1 8】本発明に係る超音波診断装置の第二実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図 1 9】図 1 8 に示す超音波診断装置における一部の構成を示すブロック図である。

【図 2 0】第二実施形態の変形例における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 1】本発明に係る超音波診断装置の第三実施形態の概略構成を示すブロック図である。

10

【図 2 2】図 2 1 に示す超音波診断装置における一部の構成を示すブロック図である。

【図 2 3】第三実施形態の変形例における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 4】本発明に係る超音波診断装置の第四実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 5】図 2 4 に示す超音波診断装置における一部の構成を示すブロック図である。

【図 2 6】第四実施形態の変形例における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 7】本発明に係る超音波診断装置の第五実施形態の概略構成を示すブロック図である。

20

【図 2 8】本発明に係る超音波診断装置の第六実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 9】図 2 8 に示す超音波診断装置における弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 3 0】クオリティ表示の他例を示す図である。

【図 3 1】クオリティ表示の他例が表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

30

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図 1 ~ 図 7 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、B モード画像処理部 4、弾性画像処理部 5、表示制御部 6、表示部 7、物理量平均部 8、比算出部 9 を備え、さらに制御部 10 及び操作部 11 を備える。

【0041】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ 2 を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

【0042】

40

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部 3 で信号処理されたエコー信号は、前記 B モード画像処理部 4 及び前記弾性画像処理部 5 に出力される。

【0043】

ちなみに、前記送受信部 3 は、B モード画像を作成するための走査と、弾性画像を作成するための走査とを別に行なう。弾性画像を作成するための走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域において、同一音線上に二回の走査を行なう。

【0044】

前記 B モード画像処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、対数

50

圧縮処理、包絡線検波処理等のＢモード処理を行ってＢモードデータを作成し、さらにこのＢモードデータに基づいて、エコー信号の強度に応じた輝度情報を有するＢモード画像データを作成する。

【００４５】

ここで、Ｂモード処理後のＢモードデータは、図示しない記憶部にローデータ（Raw Data）として記憶されるようになっていてもよい。前記Ｂモード画像処理部４は、前記記憶部に記憶されたＢモードデータに基づいて前記Ｂモード画像データを作成してもよい。

【００４６】

前記弾性画像処理部５は、前記送受信部３から出力されたエコー信号に基づいて、弾性画像データを作成する。詳しく説明すると、前記弾性画像処理部５は、図２に示すように、物理量算出部５１と弾性画像データ作成部５２とを有している。前記物理量算出部５１は、生体組織における各部の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ２による圧迫とその弛緩によって生じた生体組織における各部の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する。前記物理量算出部５１は、図３に示すように時間的に異なる二つのフレーム（ i ），（ $i+1$ ）に属する同一音線上における二つのエコー信号に基づいて画素毎に変位を算出する。より具体的には、前記物理量算出部５１は、後述するように前記エコー信号に相関ウィンドウ W_1 ， W_2 を設定し（図５参照）、これら相関ウィンドウ W_1 ， W_2 間で相関演算を行なって変位を算出する。そして、この変位データに基づいて、前記弾性画像データ作成部５２によって一画素分の弾性画像データが作成される。前記物理量算出部５１は本発明における物理量算出部の実施の形態の一例である。

10

20

【００４７】

ここで、前記物理量算出部５１によって算出される変位は、生体組織に対する圧迫とその弛緩に応じた正負の符号を伴って算出される。例えば、圧迫時には主に負の符号の変位が算出され、弛緩時には主に正の符号の変位が算出される。

【００４８】

前記弾性画像データ作成部５２は、前記物理量算出部５１によって算出された変位を色情報に変換し、超音波の送受信面における弾性画像作成領域（本例では後述の関心領域 R ）についての弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部５２は本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。

30

【００４９】

ちなみに、図３に示すように、異なる二つのフレーム（ i ），（ $i+1$ ）に属するエコー信号から一フレーム分の弾性画像データが作成される。一方で、Ｂモード画像データは、前記フレーム（ i ），（ $i+1$ ）のいずれかのエコー信号から作成される。

【００５０】

本例では、図４に示すように前記表示部７に表示されたＢモード画像 BG 上に関心領域（ROI: Region Of Interest） R が設定され、この関心領域 R について前記弾性画像データが作成される。前記関心領域 R は本発明における弾性画像作成領域の実施の形態の一例である。ただし、本発明は、このように前記Ｂモード画像 BG の一部について弾性画像を作成する場合に限られるものではなく、前記Ｂモード画像 BG の全体について前記弾性画像データを作成してもよい。

40

【００５１】

ここで、前記物理量算出部５１によって得られた変位データは、ローデータとして図示しない記憶部に記憶されていてもよい。前記弾性画像データ作成部５２は、前記記憶部に記憶された変位データに基づいて弾性画像データを作成してもよい。

【００５２】

前記Ｂモード画像処理部４で作成されたＢモード画像データと、前記弾性画像処理部５で作成された弾性画像データは、前記表示制御部６で合成される。具体的には、この表示制御部６は、一フレーム分の前記Ｂモード画像データと前記弾性画像データとを加算処理し、前記表示部７に表示する一フレーム分の超音波画像データを作成する。そして、前記

50

表示制御部 6 は、得られた超音波画像データに基づく超音波画像 G を前記表示部 7 に表示させる。超音波画像 G は、図 4 に示すように白黒の B モード画像 B G とカラーの弾性画像 E G とが合成された画像である。本例では、前記弾性画像 E G は、前記関心領域 R 内に半透明で（背景の B モード画像が透けた状態で）表示される。前記表示制御部 6 は本発明における表示制御部の実施の形態の一例であり、また前記表示部 7 は本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 3 】

ただし、前記表示制御部 6 は、前記比算出部 9 によって後述するようにして算出される算出値 Y に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像 E G を表示させない。この場合、前記表示制御部 6 は B モード画像データと弾性画像データとを合成せず、B モード画像 B G のみからなる超音波画像を表示させる（図 7 参照）。詳細は後述する。

10

【 0 0 5 4 】

前記物理量平均部 8 は、一画素毎に算出された変位の前記関心領域 R における平均をフレーム毎に算出する。前記物理量平均部 8 の算出値を平均値 $X_{r_{AV}}$ とする。前記物理量平均部 8 は、本発明における物理量平均部の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 5 】

前記比算出部 9 は、変位の平均の理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する前記平均値 $X_{r_{AV}}$ の比 R a を算出し、さらに後述するように（式 1）の演算を行なう。前記比算出部 9 は、本発明における比較部及び比算出部の実施の形態の一例である。また、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ は、本発明における予め設定された物理量の平均値の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 5 6 】

ここで、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ は、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像を得ることができる強さで、超音波の送受信時に前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩が行なわれた場合に、任意に設定される領域において得られる変位の平均値である。この理想値 $X_{i_{AV}}$ は、例えば腫瘍と同じ硬さの部分や正常組織と同じ硬さの部分などからなるファントム等を対象として実験を行ない、経験上得られる値である。また、この理想値 $X_{i_{AV}}$ は、操作者が前記操作部 11 において設定できるようになっていてもよいし、デフォルトとして装置に記憶されていてもよい。

【 0 0 5 7 】

30

前記制御部 10 は、CPU (Central Processing Unit) で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。また、前記操作部 11 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【 0 0 5 8 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。まず、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。このとき、前記超音波プローブ 2 により、被検体への圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行う。

40

【 0 0 5 9 】

そして、前記 B モード画像処理部 4 は、前記エコー信号に基づいて B モード画像データを作成する。また、前記弾性画像処理部 5 は、前記エコー信号に基づいて弾性画像データを作成する。前記 B モード画像データと前記弾性画像データは、前記表示制御部 6 で合成され、図 4 に示すように B モード画像 B G と弾性画像 E G とが合成された超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。ただし、エラーフレームの弾性画像 E G については表示されない。

【 0 0 6 0 】

前記弾性画像処理部 5 における弾性画像データの作成及び弾性画像 E G の表示について詳細に説明する。前記弾性画像データを作成するにあたり、前記物理量算出部 51 は、フ

50

フレーム (i) , (i i) に属するエコー信号のそれぞれに相関ウィンドウを設定する。具体的には、前記物理量算出部 5 1 は、図 5 に示すようにフレーム (i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W 1 を設定し、フレーム (i i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W 2 を設定する。これら相関ウィンドウ W 1 , W 2 は位置画素に対応する。そして、前記物理量算出部 5 1 は、前記相関ウィンドウ W 1 , W 2 間で相関演算を行なって変位を算出する。

【 0 0 6 1 】

具体的に説明すると、図 5 において、前記フレーム (i) , (i i) は、複数本の音線上において取得されたエコー信号からなる。図 5 では、前記フレーム (i) における複数本の音線の一部として、五本の音線 L 1 a , L 1 b , L 1 c , L 1 d , L 1 e が示され、また前記フレーム (i i) において前記音線 L 1 a ~ L 1 e に対応する音線として、音線 L 2 a , L 2 b , L 2 c , L 2 d , L 2 e が示されている。すなわち、前記音線 L 1 a 及び前記音線 L 2 a、前記音線 L 1 b 及び前記音線 L 2 b、前記音線 L 1 c 及び前記音線 L 2 c、前記音線 L 1 d 及び前記音線 L 2 d、前記音線 L 1 e 及び前記音線 L 2 e は、異なる二つのフレームに属する同一音線に該当する。また、図 5 において R (i) , R (i i) は、前記関心領域 R に対応する領域を示している。

【 0 0 6 2 】

例えば、前記音線 L 1 c 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W 1 として相関ウィンドウ W 1 c が設定され、前記音線 L 2 c 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W 2 として相関ウィンドウ W 2 c が設定されたとする。前記物理量算出部 5 1 は、前記相関ウィンドウ W 1 c , W 2 c 間で相関演算を行ない、変位を算出する。前記物理量算出部 5 1 は、前記音線 L 1 c , L 2 c 上において、前記領域 R (i) , R (i i) の上端 1 0 0 から下端 1 0 1 まで相関ウィンドウ W 1 c , W 2 c を順次設定し、変位を算出する。また、前記物理量算出部 5 1 は、前記領域 R (i) , R (i i) 内の他の音線についても同様にして変位を算出する。そして、このようにして前記物理量算出部 5 1 によって変位が算出されると、この変位に基づいて前記弾性画像データ作成部 5 2 が弾性画像データを作成する。

【 0 0 6 3 】

次に、弾性画像 E G の表示について説明する。前記表示制御部 6 は、前記比算出部 9 の算出値 Y に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像 E G については表示させない。詳しく説明すると、先ず前記物理量平均部 8 が、前記関心領域 R (前記領域 R (i) , R (i i)) における変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ を算出する。ちなみに、変位は負になることもあることから、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ は負になることもあるものとする。次に、前記比算出部 9 が、 $X_{r_{AV}} / X_{i_{AV}}$ の演算を行ない、前記比 R a を算出する。さらに、前記比算出部 9 は、前記比 R a を次の (式 1) に代入し、数値 Y を得る。

$$Y = 1.0 - |\log_{10} |Ra|| \cdots (式1)$$

ここで、Y は、フレーム毎に得られる算出値である。この算出値 Y は、本発明において比較部による比較結果及び比算出部の算出値の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 4 】

ちなみに、この (式 1) は、前記比 R a を 0 から 1 までの範囲にするためのものであり、この (式 1) で得られる Y は、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する平均値 $X_{r_{AV}}$ の比と同等である。この (式 1) で表される関数をグラフで表すと、図 6 に示すグラフとなる。この図 6 に示すように、 $0 \leq Y \leq 1$ となる。

【 0 0 6 5 】

また、 $0 \leq |Ra| \leq 10$ であるものとし、 $|Ra|$ がこの範囲を超えた場合、Y は零とする。

【 0 0 6 6 】

前記比算出部 9 の算出値 Y は、弾性画像のクオリティを表す数値である。算出値 Y が 1 に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては良好であることを意味し、一方で算出値 Y が 0 に近くなるほど、弾性画像のクオリティとしては悪くなることを意味する。ここで

、弾性画像のクオリティが良好であるとは、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像であることを意味し、一方で弾性画像のクオリティが悪いとは、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像ではないことを意味する。

【0067】

算出値 Y と弾性画像のクオリティとの関係についてより詳細に説明すると、図6のグラフから分かるように、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と等しい場合（すなわち、 $|Ra|$ が1）、算出値 Y は1となる。従って、算出値 Y が1、または1に近い値であれば、前記超音波プローブ2による生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが適切であり、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像EGが得られていることになる。

【0068】

一方で、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と離れた値になるほど（すなわち、 $|Ra|$ が1から離れた値になるほど）、算出値 Y は零に近づく。ここで、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が前記理想値 $X_{i_{AV}}$ と離れた値になるということは、前記超音波プローブ2による生体組織に対する圧迫やその弛緩の度合いが足りない、または過剰であることを意味する。従って、算出値 Y が零に近づくほど、生体組織に対する圧迫やその弛緩の度合いが足りないか、または過剰である結果、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像EGが得られていないことになる。

【0069】

前記算出値 Y は、前記表示制御部6に入力される。この表示制御部6は、前記算出値 Y に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像EGを前記表示部7に表示させない。具体的には、前記表示制御部6は、算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下であるフレームを所定の基準を満たさないエラーフレームであると判定し、その弾性画像EGを表示させない。

【0070】

ここで、算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下であるエラーフレームの弾性画像EGを表示させないとは、エラーフレームにおいては、図7に示すようにBモード画像BGのみからなる超音波画像Gが表示されるという意味である。従って、エラーフレームについては、前記表示制御部6はBモード画像データと弾性画像データとを合成せず、Bモード画像データをBモード画像BGとしてそのまま表示させる。

【0071】

前記閾値 Y_{TH} について説明する。0 $< Y < 1$ であるため、閾値 Y_{TH} も0以上1以下の範囲で設定される。閾値 Y_{TH} が高すぎると、生体組織の弾性をできるだけ正確に反映した弾性画像EGのみを表示させることができるものの、弾性画像EGのフレームレートが低下しすぎる恐れがある。一方で、閾値 Y_{TH} が低すぎると弾性画像EGのフレームレートは良好であるものの、生体組織の弾性を正確に反映していない弾性画像EGが表示される割合が高くなる。従って、閾値 Y_{TH} は、生体組織の弾性をある程度の度合いで正確に反映した弾性画像EGを、フレームレートが低下しすぎないように表示させることができる値に設定される。

【0072】

閾値 Y_{TH} は、図示しない記憶部に予め記憶されていてもよいし、前記操作部11において入力することによって設定されてもよい。

【0073】

本例の超音波診断装置1によれば、前記理想値 $X_{i_{AV}}$ に対する前記平均値 $X_{r_{AV}}$ の比 Ra に基づいて算出される算出値 Y が所定の閾値 Y_{TH} 以下であるエラーフレームの弾性画像EGは表示されない。従って、生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったり、また過剰であったりする状態で取得されたエコー信号に基づく弾性画像EGが表示されないことになる。これにより、クオリティの高い弾性画像EGのみを表示することができるので、生体組織の弾性を従来よりも正確に把握することができる。

【0074】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。

10

20

30

40

50

この第一変形例では、エラーフレームの弾性画像 E G に代えて、代替弾性画像を表示させる補完処理を行ってもよい。具体的に説明する。図 8 に示すように、過去にフレーム F 1 , F 2 , F 3 についての超音波画像データ D 1 , D 2 , D 3 に基づく超音波画像 G が表示され、次にフレーム F 4 の超音波画像 G が表示される時点を例に挙げて説明する。ちなみに、前記超音波画像データ D 1 は B モード画像データ B D 1 及び弾性画像データ E D 1 からなり、前記超音波画像データ D 2 は B モード画像データ B D 2 及び弾性画像データ E D 2 からなり、前記超音波画像データ D 3 は B モード画像データ B D 3 及び弾性画像データ E D 3 からなる。

【 0 0 7 5 】

フレーム F 4 について得られた B モード画像データ及び弾性画像データを、B モード画像データ B D 4 及び弾性画像データ E D 4 とする。フレーム F 4 についての前記比算出部 9 の算出値 Y が閾値 Y_{TH} を超えている場合、すなわちフレーム F 4 がエラーフレームではない場合、前記表示制御部 6 は、図 9 に示すように前記 B モードデータ B D 4 と前記弾性画像データ E D 4 とを合成して超音波画像データ D 4 を作成し、この超音波画像データ D 4 に基づく超音波画像 G を表示させる。

10

【 0 0 7 6 】

一方、フレーム F 4 についての前記比算出部 9 の算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下である場合、すなわちフレーム F 4 がエラーフレームである場合、フレーム F 4 よりも前に表示されたフレーム F 1 , F 2 , F 3 についての弾性画像を重み付け加算処理して得られた代替弾性画像を表示させる。

20

【 0 0 7 7 】

前記重み付け加算処理についてより詳細に説明する。前記表示制御部 6 は、図 10 に示すように、フレーム F 1 , F 2 , F 3 についての弾性画像データ E D 1 , E D 2 , E D 3 を重み付け加算処理して弾性画像データ E D 4 ' を作成する。すなわち、前記表示制御部 6 は、前記弾性画像データ E D 1 , E D 2 , E D 3 における対応画素値を重み付け加算し、得られた画素値からなる弾性画像データ E D 4 ' を作成する。ただし、重み付け加算処理として、前記物理量算出部 5 1 で得られたフレーム F 1 , F 2 , F 3 の弾性データについて、対応画素の変位を重み付け加算し、得られた変位からなるデータを前記弾性画像データ作成部 5 2 が色相情報に変換して弾性画像データ E D 4 ' を作成してもよい。すなわち、本発明における弾性画像データについての重み付け加算処理には、物理量算出部 5 1 で得られた弾性データの重み付け加算処理も含まれるものとする。

30

【 0 0 7 8 】

重み付け加算処理で用いる重み付け係数は、フレーム F 1 , F 2 , F 3 で等しくてもよいし、異なってもよい。

【 0 0 7 9 】

前記表示制御部 6 は、得られた弾性画像データ E D 4 ' と B モード画像データ B D 4 とを合成して超音波画像データ D 4 を作成し、この超音波画像データ D 4 に基づく超音波画像 G を表示させる。これにより、弾性画像データ E D 4 に基づく弾性画像に代えて、弾性画像データ E D 4 ' に基づく弾性画像が代替弾性画像として表示される。前記弾性画像データ E D 4 ' に基づく弾性画像は、本発明における所定の代替弾性画像の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 8 0 】

前記弾性画像データ E D 4 ' に基づく弾性画像 E G は、算出値 Y が閾値 Y_{TH} を超えているとして表示されたフレーム F 1 ~ F 3 における弾性画像 E G のデータを重み付け加算処理して得られたデータであるため、閾値 Y_{TH} を超えた算出値 Y が得られた弾性画像と同等のクオリティを有する弾性画像となる。従って、クオリティの高い弾性画像 E G を常に表示させることができ、しかも弾性画像 E G が表示されないフレームを無くすることができるので断続的な弾性画像 E G の表示となることを防止することができる。

【 0 0 8 1 】

ただし、前記表示制御部 6 は、算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下であるエラーフレームが所定

50

数連続した場合、補完処理を中止して代替弾性画像を表示させないようにしてもよい。

【 0 0 8 2 】

なお、エラーフレームであるフレーム F 4 を含めた重み付け加算処理、すなわち、フレーム F 1 ~ F 4 について重み付け加算処理を行なってもよい。

【 0 0 8 3 】

また、代替弾性画像は、エラーフレームであるフレーム F 4 の直前に表示されたフレーム F 3 の弾性画像であってもよい。

【 0 0 8 4 】

なお、代替弾性画像の作成は上述の手法に限られるものではない。代替弾性画像の作成手法の他例について図 1 1 に基づいて説明する。

【 0 0 8 5 】

この図 1 1 に示すフレーム F 1 ~ F 5 において、フレーム F 1 ~ F 3 はエラーフレームではないものとし、フレーム F 4 , F 5 はエラーフレームであるものとする。そして、フレーム F 1 ~ F 5 においては、超音波画像データ D 1 ~ D 5 に基づく超音波画像 G が表示されるものとする。前記超音波画像データ D 1 は、B モード画像データ B D 1 及び表示弾性画像データ E D 1 d からなり、前記超音波画像データ D 2 は、B モード画像データ B D 2 及び表示弾性画像データ E D 2 d からなる。また、前記超音波画像データ D 3 は、B モード画像データ B D 3 及び表示弾性画像データ E D 3 d からなり、前記超音波画像データ D 4 は、B モード画像データ B D 4 及び表示弾性画像データ E D 4 d からなる。さらに、前記超音波画像データ D 5 は、B モード画像データ B D 5 及び表示弾性画像データ E D 5 d からなる。

【 0 0 8 6 】

フレーム F 2 ~ F 5 において、前記弾性画像データ作成部 5 2 で得られたデータを、弾性画像データ E D 2 , E D 3 , E D 4 , E D 5 とする。ここでは、弾性画像データ作成部 5 2 で得られた弾性画像データをそのまま弾性画像 E G として表示するわけではなく、直前に表示された弾性画像のデータと重み付け加算することにより得られたデータに基づく弾性画像 E G が表示される。これにより、過去のフレームが考慮された弾性画像が表示される。従って、ここでは、表示された弾性画像のデータを表示弾性画像データとし、前記弾性画像データ作成部 5 2 で得られた弾性画像データとは区別するものとする。

【 0 0 8 7 】

詳しく説明すると、フレーム F 2 において表示される弾性画像 E G は、表示弾性画像データ E D 2 d に基づく画像である。この表示弾性画像データ E D 2 d は、フレーム F 2 において、前記弾性画像データ作成部 5 2 で得られた弾性画像データ E D 2 と直前のフレーム F 1 における表示弾性画像データ E D 1 d とを重み付け加算して得られたデータである。すなわち、表示弾性画像データ E D 2 d は、下記の (式 2) に基づいて作成される。

$$E D 2 d = k \times E D 2 + (1 - k) E D 1 d \cdots (式 2)$$

ただし、 $0 < k < 1$ とする。

【 0 0 8 8 】

また、フレーム F 3 において表示される弾性画像 E G は、表示弾性画像データ E D 3 d に基づく画像である。この表示弾性画像データ E D 3 d は、下記 (式 3) に基づいて作成される。

$$E D 3 d = k \times E D 3 + (1 - k) E D 2 d \cdots (式 3)$$

【 0 0 8 9 】

すなわち、エラーフレームではないフレームについては、下記の (式 4) に基づいて表示弾性画像データ E D m d が作成される。

$$E D m d = k \times E D m + (1 - k) E D (m - 1) d \cdots (式 4)$$

ここで、(式 4) において、m はフレームの番号を表す自然数である。

【 0 0 9 0 】

次に、フレーム F 4 について説明する。仮に、フレーム F 4 についても前記 (式 4) を用いるとすると、下記の (式 5) に基づいて表示弾性画像データ E D 4 d ' が作成される

ことになる。

$$ED4d' = k \times ED4 + (1 - k) ED3d \cdots (式5)$$

【0091】

しかし、フレームF4はエラーフレームであり、前記(式5)から得られた前記表示弾性画像データED4d'は、生体組織の弾性を正確に反映していない弾性画像データED4を含むため、前記表示弾性画像データED4d'に基づく弾性画像EGはクオリティが低い画像になる。そこで、エラーフレームであるフレームF4については、下記の(式6)に基づいて表示弾性画像データED4dが作成され、この表示弾性画像データED4dに基づく弾性画像EGが表示されるものとする。

$$ED4d = k \times ED3 + (1 - k) ED3d \cdots (式6)$$

【0092】

従って、前記表示弾性画像データED4d'に基づく弾性画像EGに代えて、表示弾性画像データED4dに基づく弾性画像EGが表示されることになる。前記表示弾性画像データED4d'に基づく弾性画像EGは、本発明におけるエラーフレームの弾性画像EGの実施の形態の一例である。また、表示弾性画像データED4dに基づく弾性画像EGは、本発明における所定の代替弾性画像の実施の形態の一例である。

【0093】

同様に、エラーフレームであるフレームF5については、下記の(式7)に基づいて表示弾性画像データED5dが作成され、この表示弾性画像データED5dに基づく弾性画像EGが表示される。

$$ED5d = k \times ED3 + (1 - k) ED4d \cdots (式7)$$

【0094】

この(式7)から得られた表示弾性画像データED5に基づく弾性画像EGは、本発明における所定の代替弾性画像の実施の形態の一例である。

【0095】

すなわち、エラーフレームについては、下記の(式8)に基づいて表示弾性画像データEDmdが作成される。

$$EDmd = k \times EDz + (1 - k) ED(m-1)d \cdots (式8)$$

この(式8)において、zはフレームの番号を表す自然数である。

【0096】

ここで、(式8)において、EDzはエラーフレームではない最新のフレームにおいて、前記弾性画像データ作成部52で得られた弾性画像データである。また、表示弾性画像データED(m-1)dは、直前のフレームで表示された弾性画像のデータであって、エラーフレームの弾性画像データを含まない過去の数フレームの弾性画像データを重み付け加算処理して得られたデータである。

【0097】

以上より、表示弾性画像データは、エラーフレームの弾性画像データを含まないで作成されるため、弾性画像EGのクオリティを維持することができる。

【0098】

また、エラーフレームである場合、(式8)に示すように、直前のフレームの表示弾性画像データED(m-1)dと、エラーフレームではない最新のフレームの弾性画像データEDz(この例では弾性画像データED3)とが重み付け加算して得られた表示弾性画像データに基づく弾性画像EGが表示される。従って、エラーフレームが連続した場合であっても、エラーフレームではない最新のフレームの弾性画像データの割合が少しずつ高まるような表示弾性画像データEDmdが得られ、弾性画像EGがフリーズしたような表示になることを防止できる。

【0099】

ちなみに、上記図11で説明した手法による代替弾性画像の作成では、弾性画像データの段階において重み付け加算処理を行なっているが、前記物理量算出部51で得られた弾性データの段階において重み付け加算処理を行なってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

次に、第二変形例について説明する。図 1 2 に示すように、この第二変形例の超音波診断装置 1' は、クオリティ表示作成部 1 2 を備えている。このクオリティ表示作成部 1 2 には、前記計算部 9 の算出値 Y が入力される。そして、前記クオリティ表示作成部 1 2 は、フレーム毎の前記算出値 Y を弾性画像 E G のクオリティ値 Q_n としてプロットし、横軸が時間、縦軸が前記クオリティ値 Q_n を表すグラフ g r からなるクオリティ表示 Q G (図 1 3 参照) を作成する。この時、前記クオリティ表示作成部 1 2 は、前記クオリティ値 Q_n の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。これにより、数値のばらつきのない安定したグラフ g r を得ることができる。

【 0 1 0 1 】

前記クオリティ表示作成部 1 2 によって作成されたクオリティ表示 Q G は、前記表示制御部 6 において前記超音波画像 G と合成される。これにより、前記表示部 7 には前記超音波画像 G の下方に前記クオリティ表示 Q G が表示される。前記表示部 7 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 2 】

前記クオリティ表示 Q G についてさらに詳細に説明すると、前記超音波画像 G が動画で表示される場合、前記クオリティ表示作成部 1 2 は、現在表示されている超音波画像 G におけるクオリティ値 Q_n をフレーム毎にプロットすることにより、前記グラフ g r を作成する。従って、前記表示部 7 において、前記グラフ g r は、図 1 4、図 1 5、図 1 6 に示すように、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示される。

【 0 1 0 3 】

ただし、例えば前記超音波画像 G が、前記記憶部 (図示省略) に記憶されたデータに基づいて作成される動画である場合、前記クオリティ表示作成部 1 0 は、再生の初めから終わりまでのグラフ g r を作成し、これを前記表示部 7 に表示させてもよい。この場合、図 1 7 に示すように、前記クオリティ表示 Q G は、前記グラフ g r のほかに、現在表示されている超音波画像 G がどの時間のフレームのものであるかを示す縦方向の線分 b を含んでもよい。この線分 b は、前記超音波画像 G の再生中に、左から右へ移動する (図中矢印の方向)。

【 0 1 0 4 】

ちなみに、前記線分 b の長さは、フレーム毎に算出される前記クオリティ値 Q_n の最小値と最大値の間の長さになっている。

【 0 1 0 5 】

この第二変形例によれば、前記理想値 X_{iA} に対する前記平均値 X_{rA} の比 R_a に基づいて算出される前記クオリティ値 Q_n の時間変化を表すグラフ g r からなるクオリティ表示 Q G が表示されるので、操作者は、前記超音波プローブ 2 による生体組織に対する圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったり、また過剰であったりしないかどうかを容易に判断することができる。

【 0 1 0 6 】

また、操作者は、前記グラフ g r を見ることにより、クオリティ値 Q_n が高い所で前記超音波画像 G をフリーズし、この超音波画像 G を印刷等によって出力してもよい。これにより、生体組織の弾性をより正確に反映した超音波画像を印刷等によって出力することができる。さらに、前記超音波画像 G がリアルタイムで表示されている場合、操作者は、前記グラフ g r を見ることによって前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いを調節することもできる。

【 0 1 0 7 】

ちなみに、第一変形例において代替弾性画像を表示する場合に、前記クオリティ表示 Q G を表示させてもよい。このようにすることで、算出値 Y であるクオリティ値 Q_n が閾値 Y_{TH} より低い場合は、前記表示部 7 に表示された弾性画像 E G は代替弾性画像であることを把握することができる。

【 0 1 0 8 】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記物理量平均部 8 は、相関係数 C ($0 < C < 1$) が所定の閾値 C_{TH} 以上である相関演算が行なわれた相関ウィンドウを選択してその変位の平均算出を行ない、平均値 $X_{r_{AV}}$ を得る。そして、前記比算出部 9 が、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて前記比 R_a を算出し、また (式 1) を用いて Y を算出する。さらに、前記クオリティ表示作成部 12 が、前記算出値 Y を用いて前記クオリティ表示 Q_G を作成してもよい。

【0109】

前記平均値 $X_{r_{AV}}$ は、エコー信号の強度が不十分な部分、生体組織の横ずれが生じている部分など、相関係数が低い部分の変位が除かれて得られた平均値である。仮に、相関係数が低い相関演算で得られた変位を含めて前記平均値 $X_{r_{AV}}$ の算出を行った場合、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが適切であっても、例えばエコー信号の強度が弱い場合は、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ が小さくなり、前記算出値 Y が低くなるおそれがある。従って、この第三変形例のように、相関係数が低い部分の変位を除いて算出された平均値を用いて得られた算出値 Y は、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが適切であれば 1 に近い値になる。以上より、この第三変形例によれば、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれていれば、前記算出値 Y が閾値 Y_{TH} を超える可能性が高くなる。従って、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切な強さで行なわれているにも拘わらず、弾性画像 E_G が表示されないということを防止することができる。また、操作者は弾性画像 E_G の表示の有無を頼りに前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の強さを調節することができる。

【0110】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図 18 及び図 19 に基づいて説明する。なお、第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0111】

本例の超音波診断装置 20 は、前記物理量平均部 8 及び比算出部 9 を備えておらず、代わりに相関係数平均部 21 を備えている。この相関係数平均部 21 は、本発明における相関係数平均部 21 の実施の形態の一例である。

【0112】

本例の超音波診断装置 20 の作用について説明する。本例において、前記相関係数平均部 21 は、前記物理量算出部 51 によって行なわれた各相関演算における相関係数 C の関心領域 R (領域 $R(i)$, $R(ii)$) における平均値 C_{av} をフレーム毎に算出する。ここで、 $0 < C < 1$ であるので、 $0 < C_{av} < 1$ である。相関演算における相関係数は、1 に近づくほど生体組織の弾性をより正確に反映した変位を得ることができ、一方で零に近づくほど生体組織の弾性を正確に反映した変位を得ることができなくなる。従って、前記平均値 C_{av} が 1 に近づくほど弾性画像 E_G のクオリティが良好になり、一方で前記平均値 C_{av} が零に近づくほど弾性画像 E_G のクオリティが悪くなる。

【0113】

前記平均値 C_{av} は、前記表示制御部 6 に入力される。この表示制御部 6 は、前記平均値 C_{av} が閾値 $C_{av_{TH}}$ 以下であるフレームを所定の基準を満たさないエラーフレームであると判定し、その弾性画像 E_G を表示させない。

【0114】

前記閾値 $C_{av_{TH}}$ は、前記第一実施形態の閾値 Y_{TH} と同様に、生体組織の弾性をある程度の度合いで正確に反映した弾性画像 E_G を、フレームレートが低下しすぎないように表示させることができる値に設定される。前記閾値 $C_{av_{TH}}$ は、図示しない記憶部に予め記憶されていてもよいし、前記操作部 11 において入力することによって設定されてもよい。

【0115】

本例の超音波診断装置 20 によれば、相関係数 C の平均値 C_{av} が閾値 $C_{av_{TH}}$ 以下

であるエラーフレームの弾性画像 E G は表示されないので、生体組織に対する圧迫とその弛緩が過剰であったり、エコー信号の強度が不十分であったりすることなどに起因して相関係数が低い相関演算で得られた変位に基づいて作成された弾性画像 E G が表示されないことになる。従って、クオリティの高い弾性画像 E G のみを表示することができるので、生体組織の弾性を正確に把握することができる。

【0116】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。図 20 に示すように、この変形例の超音波診断装置 20' は、第一実施形態の第二変形例と同様にクオリティ表示作成部 22 を有している。このクオリティ表示作成部 22 は、前記平均値 C_{AV} を前記クオリティ値 Q_n としてプロットし、前記グラフ g r からなるクオリティ表示 Q G を作成する。この時、前記クオリティ表示作成部 22 は、前記クオリティ値 Q_n の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。前記クオリティ表示作成部 22 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

10

【0117】

本例においても、前記クオリティ表示 Q G を構成するグラフ g r は、第一実施形態と同様に、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示されてもよい。また、前記クオリティ表示 Q G は、前記グラフ g r のほかに縦方向の線分 b を含んでいてもよい。

【0118】

この変形例によれば、相関係数 C の平均値 C_{AV} であるクオリティ値 Q_n の時間変化を表すグラフ g r からなるクオリティ表示 Q G が表示されるので、操作者は、表示されている弾性画像について、例えば生体組織に対する圧迫とその弛緩が過剰であったり、エコー信号の強度が不十分であったりすることなどに起因して相関係数が低い相関演算で得られた変位に基づいて作成された弾性画像データの画像であるか否かを把握することができる。

20

【0119】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図 21 及び図 22 に基づいて説明する。なお、第一、第二実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0120】

本例の超音波診断装置 30 は、前記物理量平均部 8、前記比算出部 9、前記相関係数平均部 21 等を備え、さらに乗算部 31 を備えている。前記乗算部 31 は、本発明における乗算部の実施の形態の一例である。

30

【0121】

本例の超音波診断装置 30 の作用について説明する。本例においても、前記物理量平均部 8 は、第一実施形態の第三変形例と同様に、相関係数 C が所定の閾値 C_{TH} 以上である相関演算が行なわれた相関ウィンドウを選択してその変位の平均値 $X_{r_{AV}}'$ を算出し、また前記比算出部 9 が、前記平均値 $X_{r_{AV}}'$ を用いて前記比 R a を算出し、前記(式 1) から Y を算出する。また、第二実施形態と同様に、前記相関係数平均部 21 が相関係数 C の平均値 C_{AV} を算出する。

【0122】

そして、前記乗算部 31 は、前記比算出部 9 で得られた算出値 Y と、前記相関係数平均部 21 で得られた相関係数 C の平均値 C_{AV} とを乗算し、乗算値 M を算出する。この乗算値 M はフレーム毎に算出される。

40

【0123】

ここで、前記乗算部 31 は、前記算出値 Y と前記相関係数 C の平均値 C_{AV} とを乗算する時に、重み付けをして乗算してもよい。

【0124】

ここで、 $0 < Y < 1$ 、 $0 < C_{AV} < 1$ であるので、 $0 < M < 1$ となる。前記乗算値 M は、前記算出値 Y と前記相関係数 C の平均値 C_{AV} との乗算値であるため、乗算値 M が 1 に近づくほど弾性画像 E G のクオリティが良好になり、一方で乗算値 M が零に近づくほど弾

50

性画像 E G のクオリティが悪くなる。

【0125】

前記乗算値 M は、前記表示制御部 6 に入力される。この表示制御部 6 は、前記乗算値 M が閾値 M_{TH} 以下であるフレームを所定の基準を満たさないエラーフレームであると判定し、その弾性画像 E G を表示させない。

【0126】

前記閾値 M_{TH} は、前記第一、第二実施形態の閾値 Y_{TH} 及び閾値 $Ca v_{TH}$ と同様に、生体組織の弾性のある程度の度合いで正確に反映した弾性画像 E G を、フレームレートが低下しすぎないように表示させることができる値に設定される。前記閾値 M_{TH} は、図示しない記憶部に予め記憶されていてもよいし、前記操作部 11 において入力することによって設定されてもよい。

10

【0127】

ここで、第一実施形態の第三変形例のように、所定の閾値 C_{TH} 以上の相関係数の相関演算で得られた変位の平均値 $X_{r_{AV}}$ から算出された算出値 Y のみに基づいて弾性画像 E G を表示させるか否かを判断すると、相関係数は弾性画像のクオリティの評価の要素として反映されないことになる。一方で、第二実施形態のように、相関係数 C の平均値 $Ca v$ のみに基づいて弾性画像 E G を表示させるか否かを判断すると、前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫とその弛緩の度合いが足りなかったとしても、相関係数 C としては高くなるために、前記平均値 $Ca v$ が高くなり、弾性画像 E G が表示されてしまうおそれがある。しかし、本例では、前記平均値 $X_{r_{AV}}$ を用いて算出された前記比 R a を用いて得られる算出値 Y と前記相関係数 C の平均値 $Ca v$ とを乗算して得られた乗算値 M は、生体組織への圧迫とその弛緩の度合いの要素と相関係数の要素とを加味したものである。従って、前記乗算値 M に基づいて弾性画像 E G を表示させるか否かを判断することにより、弾性画像 E G のクオリティが高いか否かの判断をより適切に行うことができる。

20

【0128】

次に、第三実施形態の変形例について説明する。図 23 に示すように、この変形例の超音波診断装置 30' は、クオリティ表示作成部 32 を有している。このクオリティ表示作成部 32 は、前記乗算値 M を前記クオリティ値 Q_n としてプロットし、前記クオリティ表示 Q_G を作成する。この時、前記クオリティ表示作成部 32 は、前記クオリティ値 Q_n の複数フレーム分の平均を算出し、この平均値をプロットしていてもよい。

30

【0129】

本例においても、前記クオリティ表示 Q_G を構成するグラフ g_r は、時間の経過とともに左から右へ流れるように表示されてもよい。また、前記クオリティ表示 Q_G は、前記グラフ g_r のほかに縦方向の線分 b を含んでいてもよい。

【0130】

この変形例によれば、算出値 Y と相関係数 C の平均値 $Ca v$ とを乗算した乗算値 M を、クオリティ値 Q_n としてプロットして得られるクオリティ表示 Q_G が表示されるので、クオリティが高い弾性画像 E G であるか否かを、従来よりも幅広い観点から評価することができる。

【0131】

40

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について図 24 及び図 25 に基づいて説明する。なお、第一～第三実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0132】

本例の超音波診断装置 40 は、第三実施形態の超音波診断装置 30 と基本的構成は同じであるが、前記比算出部 9 で得られる算出値 Y、前記相関係数平均部 21 で得られる相関係数の平均値 $Ca v$ 及び前記乗算部 31 で得られる乗算値 M のうち、選択されたものを用いてエラーフレームの判定が行なわれる。

【0133】

具体的には、前記操作部 11 において、前記算出値 Y、前記相関係数 C の平均値 $Ca v$

50

及び前記乗算値 M のうち、いずれを用いてエラーフレームの判定を行なうかが操作者により入力される。そして、この操作部 11 における指示入力に基づいて、前記制御部 10 が制御を行なって、前記比算部 9 による算出値 Y の算出、前記相関係数平均部 21 による相関係数 C の平均値 C_{av} の算出及び前記乗算部 31 による乗算値 M の算出のいずれかを行なわせる。表示制御部 6 は、得られた値に基づいてエラーフレームの判定を行なう。具体的には、前記算出値 Y が選択された場合、前記表示制御部 6 は、前記算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下であるフレームをエラーフレームであると判定する。また、前記平均値 C_{av} が選択された場合、前記表示制御部 6 は、前記平均値 C_{av} が閾値 $C_{av_{TH}}$ 以下であるフレームをエラーフレームであると判定する。さらに、前記乗算値 M が選択された場合、前記表示制御部 6 は、前記乗算値 M が閾値 M_{TH} 以下であるフレームをエラーフレームであると判定する。

【0134】

操作者は、前記操作部 11 の指示入力を行なって、前記算出値 Y 、前記相関係数 C の平均値 C_{av} 及び前記乗算値 M の中から一旦選択した値の種類を変更してもよい。このように、前記操作部 11 によって切替の指示入力を行なうことにより、新たに選択された種類の値を用いてエラーフレームの判定が行なわれる。

【0135】

本例の超音波診断装置 40 によれば、前記各実施形態と同様に生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができるほか、エラーフレームの判定にあたり、前記比算部 9 で得られる算出値 Y 、前記相関係数平均部 21 で得られる相関係数 C の平均値 C_{av} 、前記乗算部 31 で得られる乗算値 M を選択することができるので、エラーフレームに該当するか否かを異なる基準で判定することができ、よりクオリティが高い弾性画像 EG が表示されるようにすることができる。

【0136】

次に第四実施形態の変形例について説明する。図 26 に示すように、この変形例の超音波診断装置 40' は、クオリティ表示作成部 41 を有している。このクオリティ表示作成部 41 は、前記算出値 Y 、前記相関係数 C の平均値 C_{av} 及び乗算値 M のうち、いずれかがクオリティ値 Q_n として選択されると、これを用いてクオリティ表示 Q_G を作成する。また、クオリティ値 Q_n として選択されたものが変更された場合、変更されたクオリティ値 Q_n に基づいてクオリティ表示 Q_G を作成する。

【0137】

この変形例によれば、算出値 Y を用いて作成されたクオリティ表示 Q_G 、前記相関係数 C の平均値 C_{av} を用いて作成されたクオリティ表示 Q_G 、前記乗算値 M を用いて作成されたクオリティ表示 Q_G を切り替えて表示させることができるので、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像であるか否かを、幅広い観点から評価することができる。

【0138】

(第五実施形態)

次に、第五実施形態について図 27 に基づいて説明する。なお、第一～第四実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0139】

本例の超音波診断装置 50 は、物理量平均部 8、比算部 9 及び相関係数平均部 21 を備えている。前記比算部 9 で得られた算出値 Y 及び前記相関係数平均部 21 で得られた相関係数 C の平均値 C_{av} は、前記表示制御部 6 へ入力される。

【0140】

前記表示制御部 6 は、前記算出値 Y 及び相関係数 C の平均値 C_{av} に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像 EG を表示させない。具体的には、前記表示制御部 6 は、前記算出値 Y が閾値 Y_{TH} 以下であるという条件と、前記平均値 C_{av} が閾値 $C_{av_{TH}}$ 以下であるという条件のうち、いずれか一方の条件満たす場合、所定の基準を満たさないエラーフレームであると判定し、その弾性画像 EG を表示させない。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 1 】

本例の超音波診断装置 5 0 によれば、算出値 Y 及び平均値 C_{av} のうち、いずれか一方でも閾値 Y_{TH} 又は閾値 $C_{av_{TH}}$ 以下であれば、弾性画像 EG が表示されないので、クオリティがより高い弾性画像 EG のみの表示をより確実にすることができる。

【 0 1 4 2 】

なお、本例においても、クオリティ表示 QG を表示させるようにしてもよい。この場合、算出値 Y 又は平均値 C_{av} のうち、いずれかをクオリティ値 Q_n としてもよいし、算出値 Y 及び平均値 C_{av} を乗算して得られた乗算値 M をクオリティ値 Q_n としてもよい。

【 0 1 4 3 】

(第六実施形態)

10

次に、第六実施形態について図 2 8 及び図 2 9 に基づいて説明する。なお、第一～第五実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 1 4 4 】

本例の超音波診断装置 6 0 は、物理量平均部 8、比算出部 9、相関係数平均部 2 1、乗算部 3 1 を有さず、また前記表示制御部 6 には、前記物理量算出部 5 1 において、画素毎に正負の符号を伴って算出された変位も入力される。

【 0 1 4 5 】

前記表示制御部 6 は、一のフレームにおける変位の正負の符号の割合に基づいて所定の基準を満たさないと判定されるエラーフレームの弾性画像 EG を表示させない。具体的には、前記表示制御部 6 は、先ず前記物理量算出部 5 1 において、一のフレームにおいて、画素毎に算出された変位について、正と負の個数を求める。そして、以下の (式 9) 又は (式 1 0) のいずれか一方の条件を満たせば、そのフレームの弾性画像 EG を表示させる。一方、(式 9) 及び (式 1 0) のいずれの条件も満たさない場合、そのフレームをエラーフレームであると判定し、その弾性画像 EG を表示させない。

20

正の個数 $> n \times$ 負の個数 $\cdots$ (式 9)

負の個数 $> n \times$ 正の個数 $\cdots$ (式 1 0)

ただし、(式 9) 及び (式 1 0) において、 $n = 1$ である。

【 0 1 4 6 】

ここで、一のフレームにおける変位の正負の符号の割合と弾性画像 EG のクオリティとの関係について説明する。例えば、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩が適切になされていれば、一のフレームにおける変位の符号の割合としては、正又は負のいずれか一方の符号の割合が大きくなる。しかし、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の方向が適切でなく、生体組織に横ずれなどが生じている場合には、一のフレームにおける変位の符号の割合は、正又は負のいずれか一方に偏らず、双方の符号の割合が拮抗したものになってくる。従って、(式 9) 及び (式 1 0) のいずれの条件も満たさない場合には、正負の符号の割合が拮抗するものになることから、そのフレームをエラーフレームと判定することにしたものである。

30

【 0 1 4 7 】

(式 9) 及び (式 1 0) における n は前記操作部 1 1 において入力され設定される。そして、この n により、エラーフレームとするか否かを判定する基準となる正負の符号の割合を設定することができる。 n の値を大きくするほど、正又は負のいずれか一方の符号の割合が大きくてもエラーフレームと判定されることになり、フレームレートが低下するおそれがあるが、表示される弾性画像 EG のクオリティを維持できる。一方で、 n の値を小さくするほど、双方の符号の割合の差が少なくなってもエラーフレームと判定されないことになるので、フレームレートは維持できるが、表示される弾性画像 EG のクオリティが低下するおそれがある。従って、弾性画像のクオリティとフレームレートとを考慮して、 n が設定される。例えば、 n は、 $1 \sim 2$ の範囲で適宜設定される。

40

【 0 1 4 8 】

本例の超音波診断装置 6 0 によれば、例えば超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩の方向が適切でない状況などで取得されたエコー信号に基づいて作成され、クオリティが低

50

い弾性画像 E G は表示されない。従って、生体組織の弾性をより正確に反映した弾性画像のみを表示させることができる。

【 0 1 4 9 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、第二実施形態～第六実施形態においても、第一実施形態の第一変形例と同様に、エラーフレームの弾性画像 E G に代えて、代替弾性画像を表示させる補完処理を行なってもよい。

【 0 1 5 0 】

また、前記比算出部 9 では、前記比 R a のみを算出し、(式 1) の演算を行わなくてもよい。この場合、前記表示制御部 6 は、前記比 R a に基づいて所定の基準を満たさないフレームをエラーフレームとし、その弾性画像 E G を表示させない。また、第一実施形態の第二変形例で示したクオリティ表示作成部 1 2 を備える場合、このクオリティ表示作成部 1 2 は、前記比 $|R a|$ を前記クオリティ値 Q n としてプロットしてなるグラフ g r を、前記クオリティ表示 Q G として作成してもよい。

10

【 0 1 5 1 】

前記比 $|R a|$ を前記クオリティ値 Q n としてプロットして作成され、前記表示部 7 に表示されるクオリティ表示 Q G の一例を図 3 0 に示す。図 3 0 において、横軸は時間、縦軸は比 $|R a|$ である。この図 3 0 に示すように、 $a < |R a| < b$ の範囲に、帯状の部分 O を表示してもよい。この帯状の部分 O は、 $|R a| = 1$ を含む範囲、すなわち $a < 1$ 、 $b > 1$ を満たす範囲であって、クオリティが良好である弾性画像 E G が得られる比 $|R a|$ の範囲に設定される。このような帯状の部分 O を表示することにより、クオリティ表示 Q G がこの帯状の部分 O に入るように、操作者が前記超音波プローブ 2 による生体組織への圧迫と弛緩を行なえば、生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

20

【 0 1 5 2 】

前記表示制御部 6 は、 $a < |R a| < b$ である場合、そのフレームの弾性画像 E G を表示させる。ここで、一方、前記表示制御部 6 は、 $|R a| < a$ 又は $|R a| > b$ である場合、そのフレームを所定の基準を満たさないエラーフレームであると判定し、その弾性画像 E G を表示させない。

30

【 0 1 5 3 】

また、前記クオリティ表示 Q G は、グラフ g r からなるものに限られず、例えば図 3 1 に示すように、バー B からなるものであってもよい。このバー B は、縦方向の長さが前記クオリティ値 Q n の値 (0 ~ Q n) に相当し、クオリティ値 Q n の変化とともに、縦方向に伸縮する。

【 0 1 5 4 】

また、バー B は、クオリティ値 Q n に応じて縦方向に伸縮するものではなく、クオリティ値 Q n に応じて色が変化するものであってもよい。

【 0 1 5 5 】

その他、クオリティ表示 Q G は、前記表示部 7 に数値で表示されてもよい。さらに、前記クオリティ値 Q n をクオリティ表示 Q G として表示するものに限られない。例えば、クオリティ値 Q n を音として発するためのスピーカー (図示省略) を備えていてもよい。このスピーカーは、本発明における報知部の実施の形態の一例である。この場合には、クオリティ値 Q n の高低を、音の高低で表すようにする。

40

【 0 1 5 6 】

また、前記物理量算出部 5 1 は、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の変形による変位の代わりに生体組織の歪みや弾性率を算出してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 5 7 】

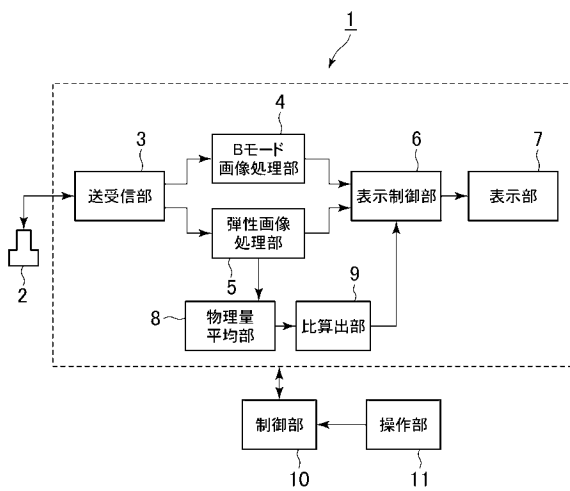
1 , 1 ' , 2 0 , 2 0 ' , 3 0 , 3 0 ' , 4 0 , 4 0 ' , 5 0 , 6 0 超音波診断装置

50

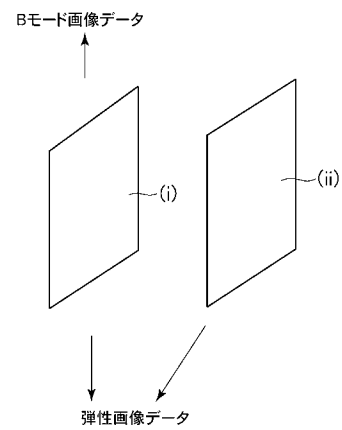
- 6 表示制御部
- 7 表示部
- 8 物理量平均部
- 9 比算出部（比較部）
- 1 2 操作部
- 2 1 相関係数平均部
- 3 1 乗算部
- 5 1 物理量算出部
- 5 2 弾性画像データ作成部

10

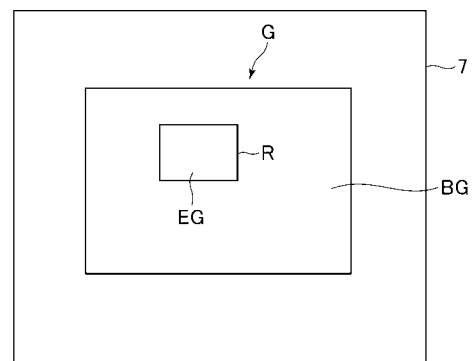
【図 1】



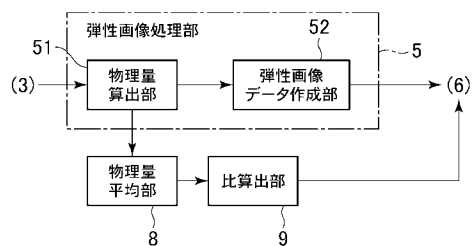
【図 3】



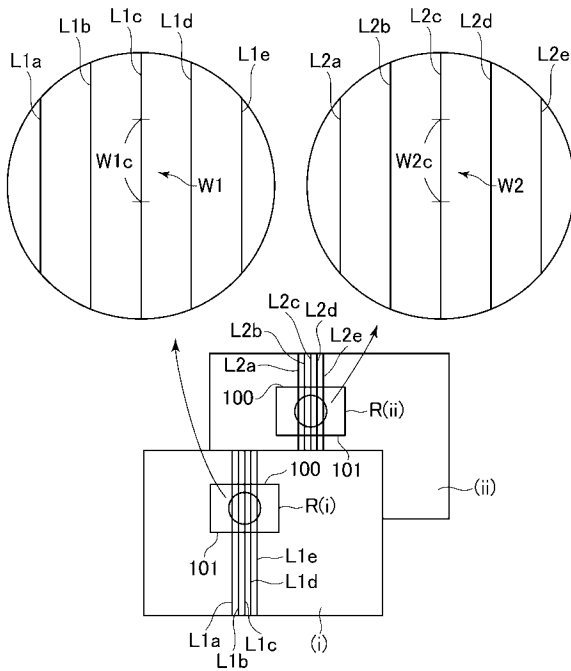
【図 4】



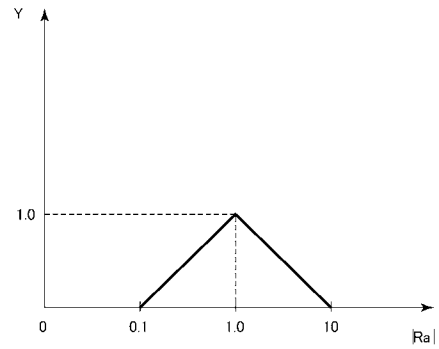
【図 2】



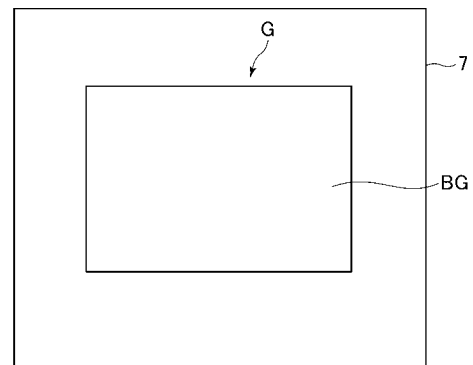
【図 5】



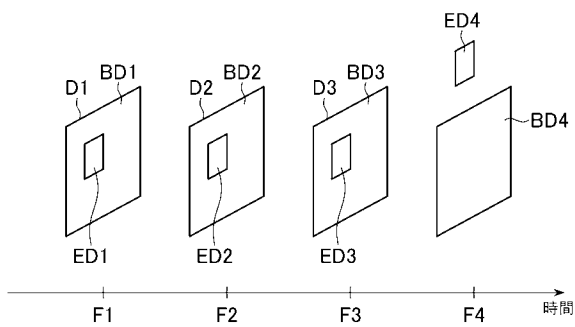
【図 6】



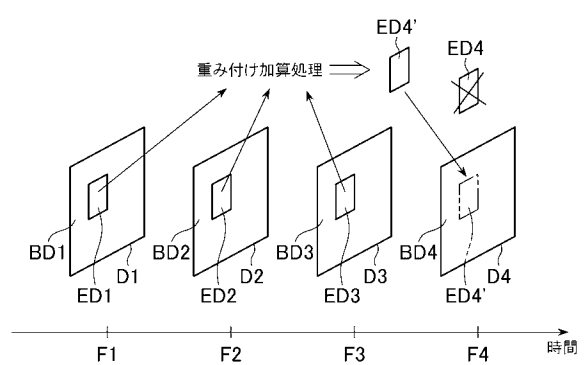
【図 7】



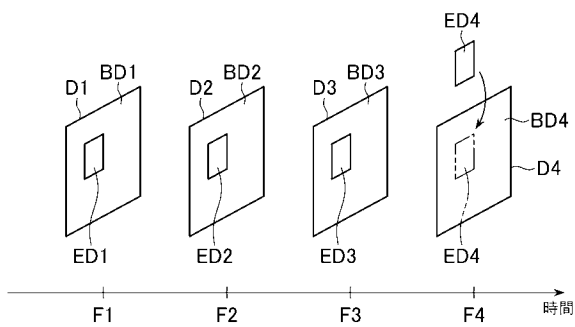
【図 8】



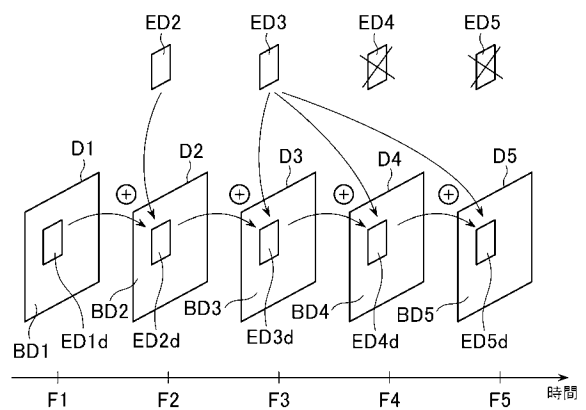
【図 10】



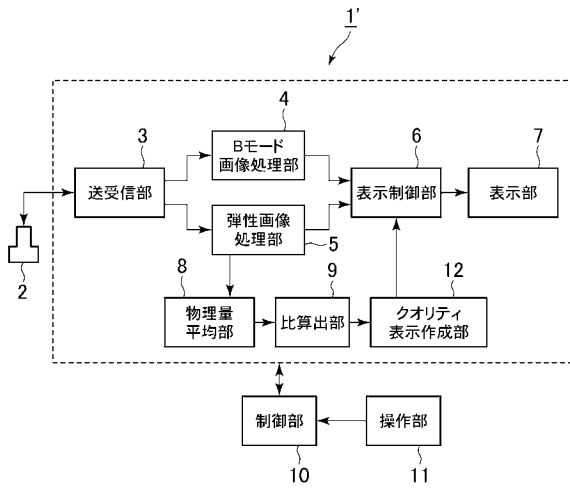
【図 9】



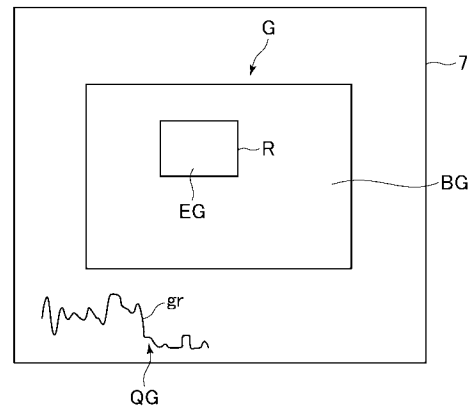
【図 11】



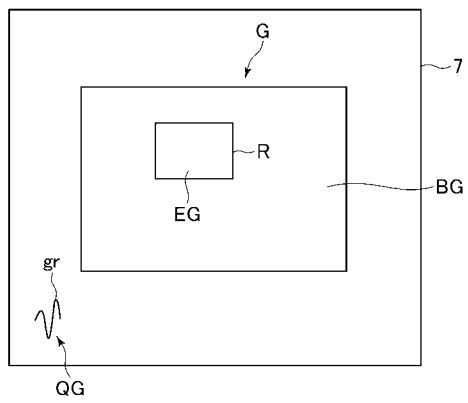
【図 1 2】



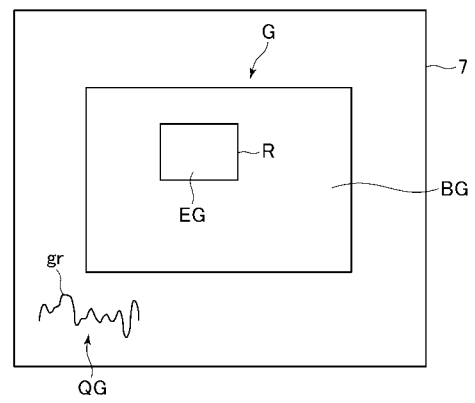
【図 1 3】



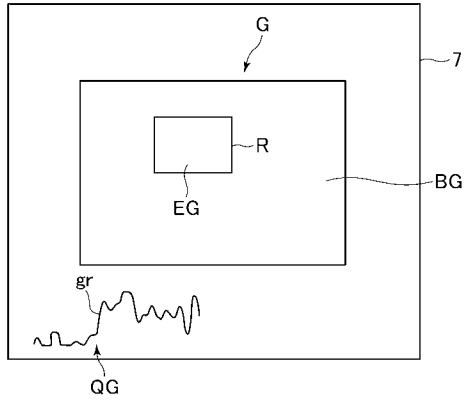
【図 1 4】



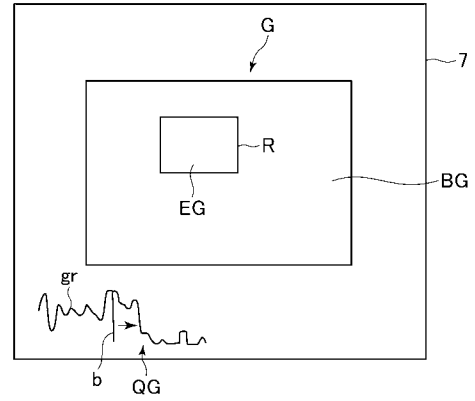
【図 1 5】



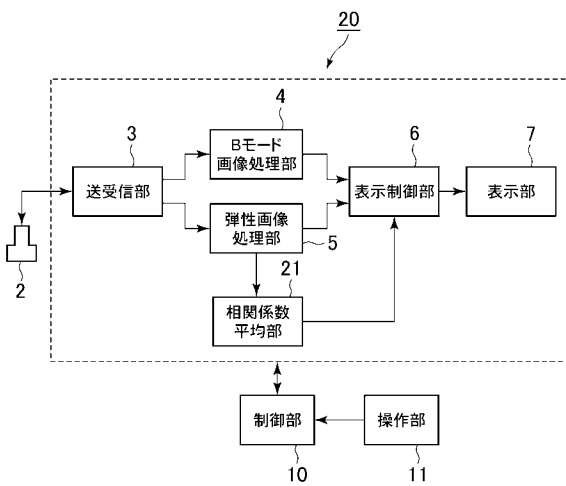
【図 16】



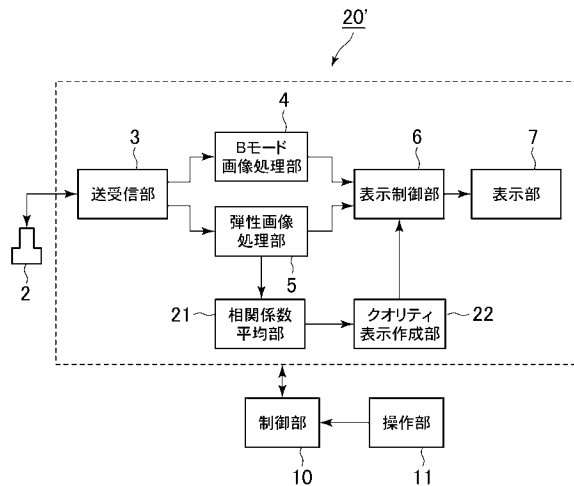
【図 17】



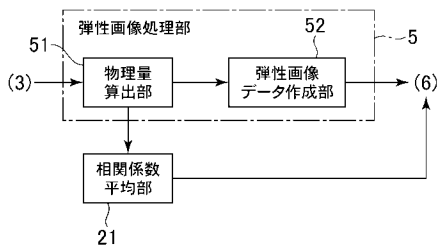
【図 18】



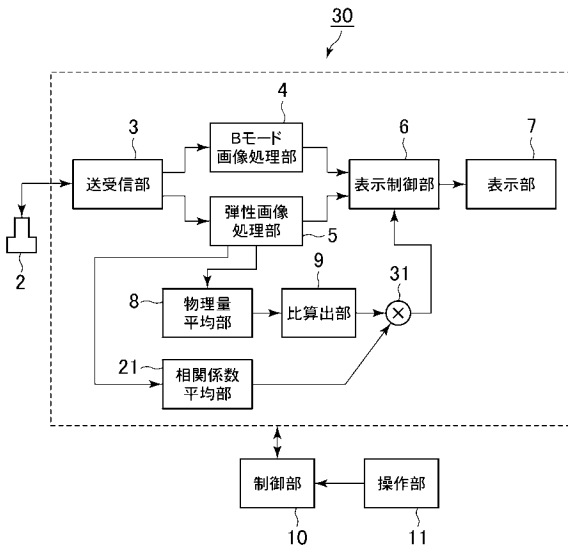
【図 20】



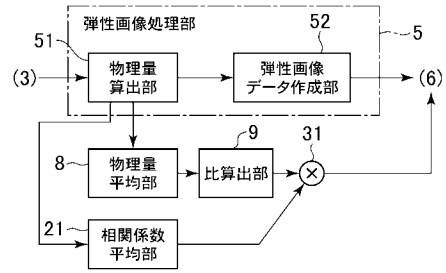
【図 19】



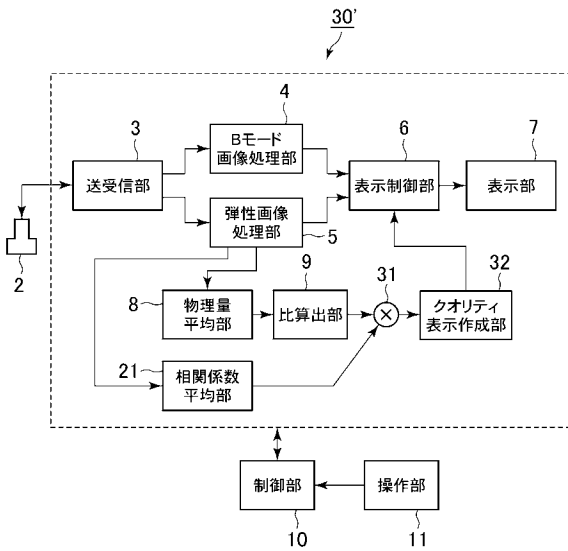
【図 2 1】



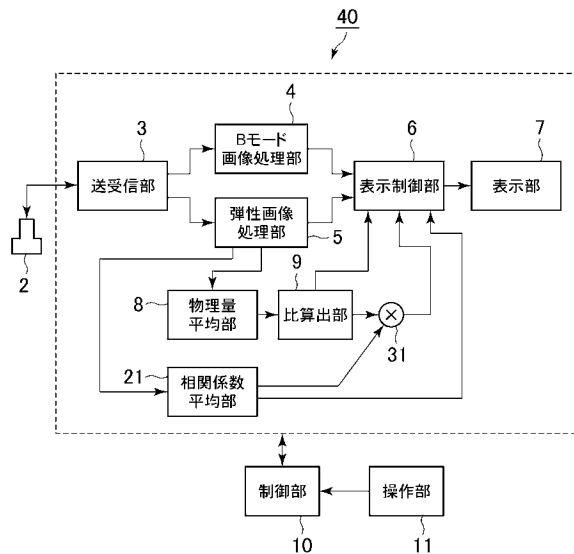
【図 2 2】



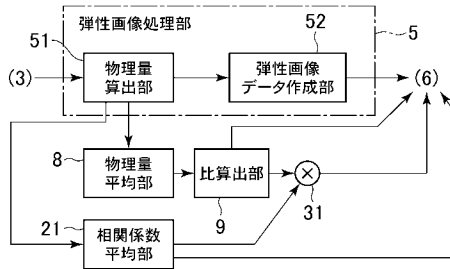
【図 2 3】



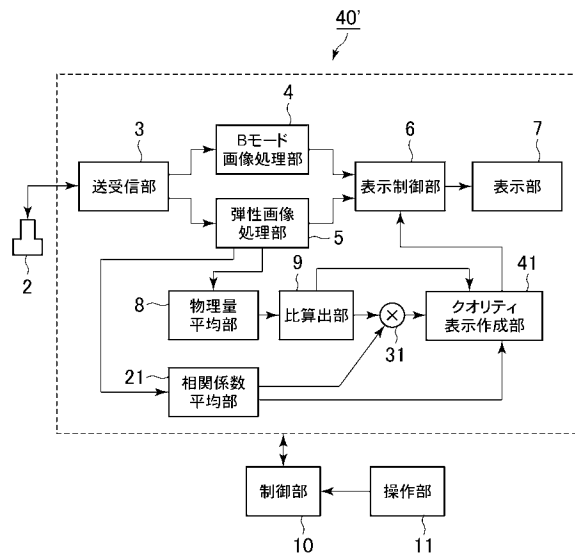
【図 2 4】



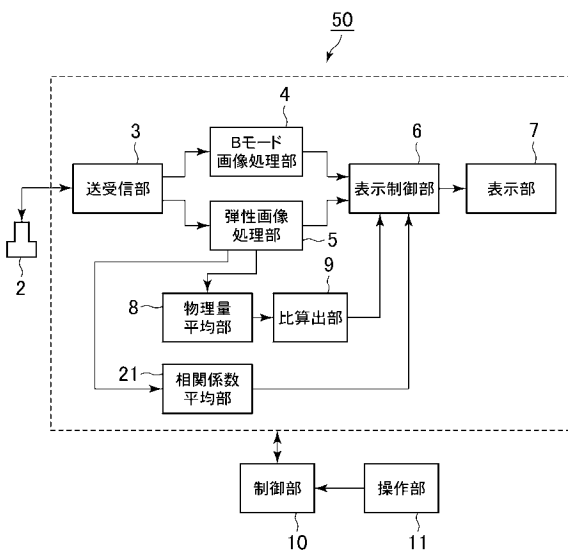
【図 2 5】



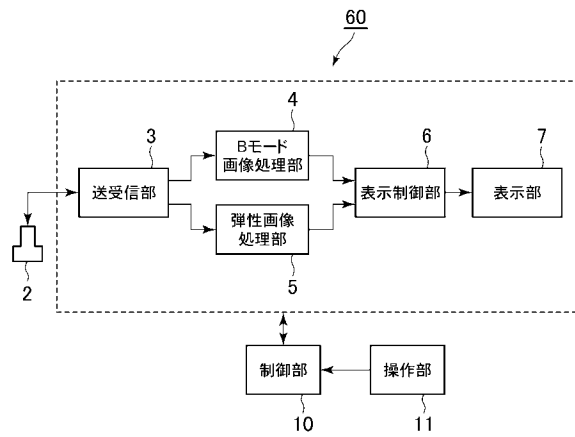
【図 2 6】



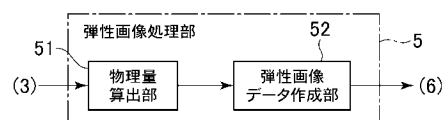
【図 2 7】



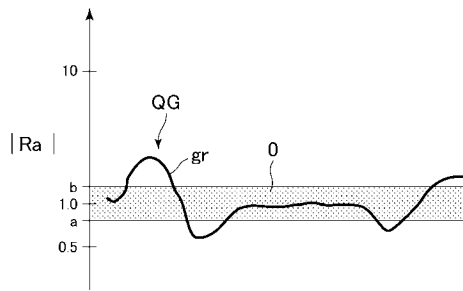
【図 2 8】



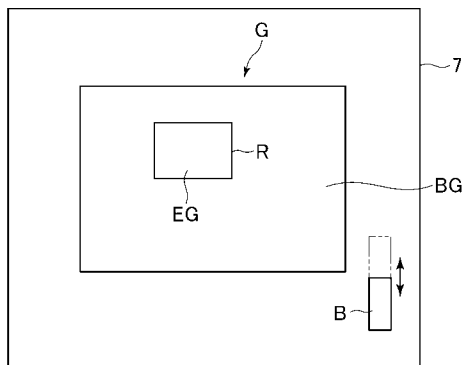
【図 2 9】



【図 30】



【図 31】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011087782A	公开(公告)日	2011-05-06
申请号	JP2009244114	申请日	2009-10-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 G06T7/0002 G06T7/60 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19 4C601/KK50		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5535574B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够比以前更准确地掌握活组织弹性的超声诊断设备。具有基于相同的声音线的通过发送和接收超声波，以计算相关的生物组织的每个部分的弹性相关的物理量所得到的时间到两个不同的回波信号，用于生物组织的物理量运算部的弹性图像处理器如图5所示，用于显示的物理量中，用于控制在显示单元7中的弹性图像的显示的显示控制单元6的基础上产生的弹性图像的显示单元7，用于计算的平均物理量表示对于每帧的物理量平均化单元8，其包括一个比计算部9来计算物理量的计算值的比率平均单元8，物理量的相对预设平均值，显示控制单元6中，由比率计算器9的比较结果，不显示被确定为不满足预定标准的错误帧的弹性图像。点域1

